

УДК 681.3.06:518.5.001.57:612.821.7

МЕТОД АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПОСТРОЕНИЯ ГИПНОГРАММЫ

Е.С. Захаров, П.П. Кравченко*, А.А. Скоморохов

ООО НПКФ «Медиком МТД», г. Таганрог

E-mail: office@medicom-mtd.com

*Таганрогский технологический институт Южного федерального университета

E-mail: kravch@tsure.ru

Рассматривается метод автоматизированного распознавания стадий сна и построения гипнограммы. Для разбиения на сегменты исходной полисомнограммы, полученной в результате мониторинга сна пациента, анализируется энергия сигнала с использованием нелинейного энергетического оператора. Расчёт частотно-взвешенной энергии происходит для всех регистрируемых сигналов, далее производится усреднение и разбиение на сегменты в соответствии с поведением мониторируемых сигналов. Для сегментов формируется вектор вторичных показателей, который используется при переходе от сегментов к эпохам фиксированной длительности. Окончательное присвоение эпохе той или иной стадии сна осуществляется с помощью корреляционного анализа. Точность разрабатываемого алгоритма связана с количеством принимаемых во внимание вторичных показателей, максимально подробного описания признаков стадий сна и реализации обучения на примерах, подготовленных вручную.

Бурное развитие вычислительной техники и микропроцессорных технологий в течение последних десятилетий сделало возможным массовое применение диагностического оборудования, позволяющего длительно регистрировать и обрабатывать широкий спектр физиологических показателей. Это, в свою очередь, предоставило специалистам возможность детально исследовать жизнедеятельность организма человека в различных состояниях, в том числе и в процессе сна [1–3]. В настоящее время большое количество исследователей и врачей уделяют повышенное внимание качеству сна и состоянию человека в этот период его жизни. Известно, что в процессе сна проявляются многие хронические и патологические заболевания, плохо, а зачастую и вовсе неподдающиеся диагностике в условиях бодрствования. От качества сна зависит общее состояние и работоспособность человека. Важность сна для здорового образа жизни — общепризнанный факт. Первые попытки регистрации физиологических показателей с помощью примитивного оборудования были предприняты более 100 лет назад. С тех пор в этой области был выработан ряд стандартов и договоренностей. В частности, в 1968 г. вышел в свет и был принят в качестве стандарта справочник Rechtschaffen & Kales (*R&K*) [4]. В нём подробно описывались стадии сна и характерные признаки каждой из них. Было предложено разбить сон на пять стадий: стадии с медленным движением глаз *I*, *II*, *III*, *IV* и стадию быстрого движения глаз (БДГ). В процессе исследования сна регистрируется широкий набор различных по своей природе физиологических показателей, таких как:

- электроэнцефалограмма (ЭЭГ) — электрическая активность мозга;
- электрокулограмма (ЭОГ) — движение глазных яблок в двух отведениях относительно контралатеральных референтов;
- электромиограмма (ЭМГ) — тонус мышц;
- электрокардиограмма (ЭКГ);
- параметры дыхания — регистрируются датчиком, установленным на специальном поясе в

области груди или живота, рекурсия дыхания (РД) в грудной или абдоминальной области, либо датчиком потока дыхания (ПД) из носа;

- храп — регистрируется с помощью специального микрофона (МКФ);
- кожно-гальваническая реакция (КГР);
- изменение содержания кислорода в крови (SpO_2);
- кровяное давление и другие показатели.

Обязательными сигналами для построения гипнограммы являются первые три типа: ЭЭГ, ЭОГ и ЭМГ (рис. 1), остальные являются вспомогательными и в ряде случаев могут повысить надежность выявления стадий сна или достоверность диагностики тех или иных заболеваний.

В настоящее время задача распознавания стадий сна и автоматизированного построения гипнограммы с разным успехом решалась многими исследователями [1, 3, 5]. Основная сложность этой задачи в том, что стандарт *R&K* был выработан и сформулирован в виде рекомендаций для врачей-клиницистов, использующих визуальный анализ сигналов и оперирующих словесными, плохо поддающимися численной и формализованной оценке, характеристиками. Кроме того, сигналы, которые необходимо обрабатывать, и образы, которые надо распознавать, подвержены влиянию большого числа посторонних возмущающих воздействий (артефактов) и изменяются в зависимости от индивидуальных особенностей пациентов, таких как возраст, образ жизни, различные заболевания, реакция на влияние окружающей среды. В связи с выше сказанным, можно оценить задачу разработки и реализации предлагаемого алгоритма как актуальную и требующую для её решения применения новых неординарных методов обработки данных и технологий программирования.

Анализ достижений в области автоматизации процесса распознавания стадий сна позволяет сделать вывод о том, что новый метод должен обладать следующими характеристиками:

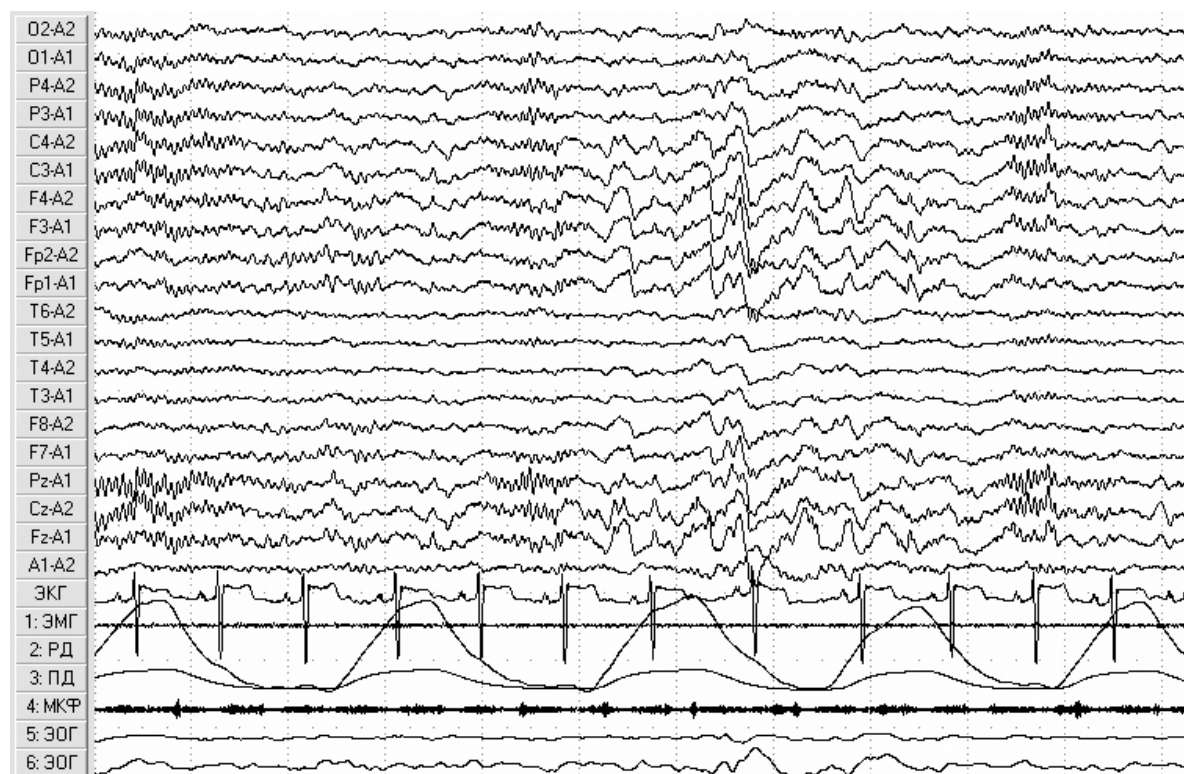


Рис. 1. Базовый набор физиологических показателей, регистрируемых в процессе сна. На сигналах ЭЭГ, полученных с отведений Cz-A2 и Pz-A1, хорошо видны «сонные веретёна» (см. рис. 2), являющиеся признаками II, III и IV стадий сна

- высокой достоверностью построения гипнограммы (совпадение с гипнограммой, построенной экспертами по общепринятым правилам на основании одних и тех же данных);
- возможностью функционирования алгоритма в реальном времени (в настоящее время рядом исследовательских организаций прорабатывается возможность создания автономного прибора мониторинга сна);
- возможностью адаптации алгоритма под различные классификации стадий сна и правила построения гипнограммы;
- применимостью алгоритма к данным получаемых от различных групп пациентов (например, физиологические паттерны сна у различных возрастных категорий испытуемых могут существенно отличаться, в частности, у грудных детей, как правило, выделяют не пять, а всего две стадии сна).

Разработанный и описанный далее метод автоматизированного построения гипнограммы использует математический аппарат из различных областей теоретической информатики. Некоторые из применяемых методов, в частности, описанный ниже способ сегментации ЭЭГ с помощью частотно-взвешенной энергии, являются новыми, и в настоящее время исследуются на соответствие критериям эффективности и достоверности.

Сегментация первичных данных полисомнографического исследования осуществляется с по-

мощью анализа энергии ЭЭГ-сигнала посредством нелинейного энергетического оператора, как описано в [3, 6]. Производится расчет так называемой «частотно-взвешенной энергии» G по следующей формуле:

$$G(n) = \left| \sum_{m=n-N+1}^n \Psi(m) - \sum_{m=n+1}^{n+N} \Psi(m) \right|,$$

где N — размер окна; n — номер отсчёта; $\Psi(n) = x_{n-1}x_{n-2} - x_nx_{n-3}$.

При расчете G целесообразно использовать адаптивный порог T , рассчитываемый независимо для каждого отсчёта в его окрестности размером L :

$$T(n) = \max \left[\frac{G_{NLEO}(n-L/2)}{(n+L/2)} \right].$$

В таком случае G будет вычисляться следующим образом:

$$G(n) = \begin{cases} G_{NLEO}(n) & \text{при } G_{NLEO}(n) \geq T(n) \\ 0 & \text{при } G_{NLEO}(n) < T(n) \end{cases}$$

Экстремумы G позволяют с довольно высокой достоверностью выявить участки, на которых происходит существенное изменение спектральных характеристик сигнала. И наоборот — участки записи, где G стационарно, могут рассматриваться как сегменты, которые с высокой степенью достоверности можно целиком отнести к одной стадии сна.

Для каждого сегмента рассчитываются следующие параметры:

- для ЭЭГ – статистическое распределение значений размаха амплитуд выделенных волн для каждого частотного диапазона;
- для ЭМГ – значения амплитуд, характеризующих тонус мышц;
- для ЭОГ – значения амплитуд, которые затем используются для выявления «быстрых» и «медленных» движений глаз.

На основании анализа распределения значений размаха амплитуд сигналов ЭЭГ вычисляются *дельта*, *тета*, *альфа*, *бета* индексы для волн, превышающих по амплитуде определенные пороги, согласно критериям классификатора сна, как отношение суммарного интервала времени, в течение которого наблюдались превышающие по амплитуде порог волны анализируемого ритма, к общей продолжительности эпохи.

Для повышения точности распознавания стадии БДГ, для которой в стандарте *R&K* нет чёткого перечня характерных признаков изменения ЭЭГ-сигнала, предполагается использовать анализ сложности сигнала с помощью оценки его энтропии. Как известно, во время стадии БДГ человек видит сны, что характеризуется сложным и непостоянным по частоте и амплитуде ЭЭГ-сигналом. Оценку сложности сигнала можно осуществить, в частности, с помощью алгоритма Лемпеля-Зива по аналогии с методом, используемым для оценки глубины сна при анестезии и подробно описанным в статье [7].

После того, как вторичные показатели рассчитаны, для каждого сегмента составляется вектор, состоящий из основных, перечисленных выше, признаков: параметров ЭЭГ, ЭМГ и ЭОГ. Далее осуществляется переход от сегментов к эпохам, что позволяет максимально приблизить работу описываемого здесь метода к работе эксперта, руководствующегося стандартом *R&K*. В статье [3] описан метод, в котором производится кластерный анализ непосредственно сегментов, и уже для сегментов осуществляется присвоение стадий сна. Однако такой подход не позволяет в полной мере реализовать автоматизированное построение гипнограммы по стандарту *R&K* (т. к. этот стандарт ориентирован на работу с эпохами фиксированной длины) и требует на конечном этапе участия эксперта. Более целесообразным представляется осуществлять переход к эпохам после того, как рассчитаны параметры для всех сегментов, и уже для каждой эпохи рассчитывать признаки наличия сонных веретён, К-комплексов, пилообразных волн и БДГ.

Распознавание К-комплексов (в соответствии с их описанием в [2]) осуществляется с помощью анализа их временных параметров, при этом оценивается длительность и амплитуда каждого из компонентов комплекса и выполняется проверка на принадлежность данной волны к классу К-комплексов (рис. 2).

Для обнаружения быстрых движений глаз осуществляется вычисление корреляции между дан-

ными, получаемыми с двух отведений ЭОГ, с учетом дополнительного анализа первой производной (скорости изменения ЭОГ), т. к. непосредственное частотное разделение на МДГ и БДГ затруднено из-за, как правило, несинусоидальной асимметричной формы ЭОГ при БДГ.

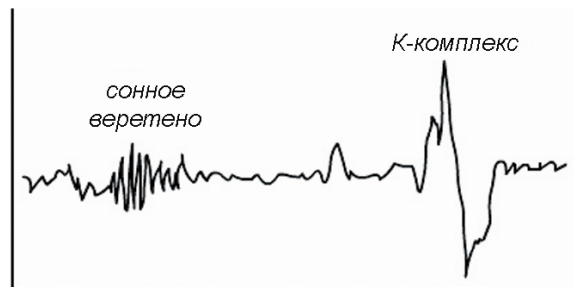


Рис. 2. Характерные признаки стадий сна II, III и IV [2]

Поиск пилообразных волн, признаков парадоксального сна и сонных веретён (рис. 2), свидетельствующих о том, что человек находится в стадии сна II или III, осуществляется с помощью негармонического анализа, позволяющего посредством сплайн-интерполяции выявить наличие волн в заданном частотном диапазоне в удобном для анализа виде.

После того, как для каждой эпохи сформирован вектор, содержащий вышеописанные признаки, последовательно производится классификация всех эпох с помощью корреляционного анализа путём вычисления минимального расстояния в пространстве признаков между вектором, описывающим каждую эпоху, и эталонным вектором, определённым для каждой стадии сна.

Предусмотрена подстройка системы к реальным условиям, когда для каждого из параметров, по которым производится оценка, рассчитывается весовой коэффициент, определяющий значимость данного параметра для рассматриваемой стадии сна. Возможна автоматическая корректировка этих коэффициентов при изменении экспертом построенной гипнограммы в процессе анализа корректности автоматизированного определения стадий сна.

Для отладки и апробации описанного в настоящей статье алгоритма разработан программный модуль для цифрового электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03», серийно выпускаемого ООО НПКФ «Медиком-МТД», и предназначенного для проведения широкого спектра нейрофизиологических исследований. Модуль реализует представленные в статье этапы автоматизированного распознавания стадий сна и осуществляет расстановку специализированных маркеров на границах стадий сна. Для дальнейшего анализа эффективности работы алгоритма результаты представляются в виде классической гипнограммы (рис. 3). Отладка алгоритма проводится с использованием накопленной нами базы данных клинических полисомнографических исследований.

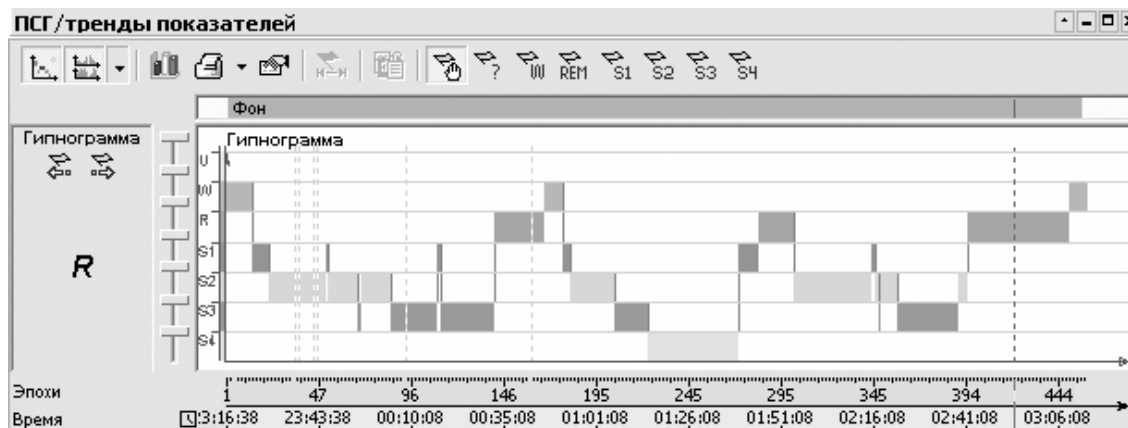


Рис. 3. Пример построенной гипнограммы, где U – нераспознанные эпохи; W – бодрствование; R – стадия БДГ; S1-S2 – стадии I-IV соответственно. На шкале в нижней части окна отображается астрономическое время и номер эпохи

Следует отметить, что данный метод представляется весьма перспективным и, по нашим предварительным оценкам, позволит получить результаты, приемлемые по точности и достоверности для диагностики различных нарушений сна, а также обеспечить возможность настройки алгоритма под разные

возрастные группы. Авторы выражают осторожную надежду на то, что использование данного метода значительно упростит и ускорит работу специалистов, которым регулярно приходится осуществлять визуальную обработку многочасовых записей нейрофизиологических данных для построения гипнограмм.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Скоморохов А.А., Захаров Е.С. Полисомнографические исследования и задача автоматизированного построения гипнограммы // Известия ТРТУ. Темат. выпуск: Медицинские информационные системы. – 2006. – № 11. – С. 135–138. – ISBN 5-8327-0271-9.
2. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1996. – 368 с. ISBN 5-230-24735-5.
3. Agarwal R., Gotman J. Computer-assisted sleep staging // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2001. – № 12. – P. 1412–1423. – ISSN 0018-9294.
4. Rechtschaffen A., Kales A. A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. – Washington: DC National Institute of health Publications, 1968. – № 204. – 89 p.
5. Haejeong P. Automated Sleep Stage Analysis Using Hybrid Rule-Based and Case-Based Reasoning: Ph. D. Dissertation: 05.07.2000 / Seoul National University, 2000. – 160 p.
6. Agarwal R. Adaptive segmentation of electroencephalographic data using an nonlinear energy operator // IEEE International Symposium on Circuits and Systems. – 1999. – V. 4 – P. 199–202. – ISBN 0-7803-5471-0.
7. Zhang X.S., Roy R.J., Jensen E.W. EEG complexity as a measure of depth of anesthesia for patients // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2001. – № 12. – P. 1424–1433. – ISSN 0018-9294.

Поступила 10.10.2007 г.